

明 細 書

超音波診断装置

技術分野

本発明は、血管の状態を超音波によって計測する機能を有する超音波
5 診断装置に関する。

背景技術

超音波診断装置の機能の一種として、被験体の皮膚の表面から前記被
験体の血管に向かって超音波パルスを発信し、血管によって反射された
10 超音波エコー信号に基づいて、血管の種々の状態に関する計測を行う機
能が知られている。

例えば、超音波によって血管壁の境界を検出する方法が、特開 2 0 0
0 - 2 7 1 1 1 7 号公報に開示されている。この方法は、標準的な血管
構造を有していることを前提とし、血管によって反射された超音波に基
15 づく画像データにおける輝度信号の最大ピーク値と第 2 ピーク値とに基
づいて、血管変位、血管径および血管壁の厚さ等を測定するものである。

あるいは、血管における脈波の伝播速度を算出する方法が、特開平 1
1 - 7 6 2 3 3 号公報に開示されている。この方法は、血管の長手方向
に沿った複数の部位における血管の断面形状の時間的な変化に基づいて、
20 脈波の伝播速度を算出する。

また、超音波によって血管壁（頸動脈）の I M T（Intima-Media
Thickness）値を検出する方法が、特許第 2 8 8 9 5 6 8 号公報に開示さ
れている。この方法は、標準的な血管構造を有していることを前提とし、
血管によって反射された超音波に基づく画像データにおける輝度信号の

最大ピーク値と第2ピーク値とに基づいて、血管壁（頸動脈）のIMT値を測定するものである。

- しかしながら、血管を対象とした実際の医療診断時においては、超音波プローブの固定状態、被験体の静止状態および呼吸状態等の多種類の
- 5 要因により、安定した状態において計測することが困難な場合が多い。

- このため実際の計測において、大掛かりな装置によってプローブと被験体とを固定し、かつ被験体に測定期間中呼吸の停止を要請することによって、安定した計測を行うことができる確率を高める。さらに、複数回の測定を行って、精度良く測定することができた測定データを選別する。従って、測定のための診断時間が長くなる上に、測定者によって測定精度が一定にならないという問題がある。また、健康診断など多人数を対象とした診断現場においての使用を将来的に目指すためにも、測定の安定状態を判定する手段が求められている。
- 10

15 発明の開示

本発明の目的は、計測の安定状態を判定することができる超音波診断装置を提供することにある。

- 本発明に係る超音波診断装置は、被験体の皮膚の表面から前記被験体の血管に向かって少なくとも1つの超音波信号を発信する発信手段と、
- 20 前記血管によって反射された超音波エコーを受信し電気信号に変換して、前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った前記超音波エコー信号を得る受信手段と、前記血管を横切る方向の前記超音波エコー信号の位相を解析して、前記血管を構成する血管壁及びその近傍を含む複数部位の移動量を各々算出する移動検出手段と、算出された前記各部位の移動量の変化
- 25 に基づいて前記血管の状態を解析する解析手段と、前記解析手段による解析結果に基づいて、前記血管の血液流領域と前記血管壁との間の境界

位置を検出する境界位置検出手段と、前記境界位置検出手段により検出された前記境界位置を以前のサイクルの検出結果と比較する安定度判定手段とを具備する。

この構成によれば、検出された血液流領域と血管壁の境界位置を以前の
5 のサイクルの検出結果と比較した結果により、境界位置検出の安定度を判定することが可能となり、測定データが適切か否かを、測定中に容易かつ迅速に測定者が知ることができる。

上記の構成において、前記境界検出手段により前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った前記境界位置を検出する対象とするROI（関心領域：Region of Interest）の配置を設定するROI配置手段をさらに具備し、前記ROI配置手段は、前記ROIを、前記血管壁における前記
10 発信手段に近い側の前壁と前記発信手段から遠い側の後壁との少なくとも一方を跨ぐように配置することが好ましい。この構成により、血管壁と血液流領域との間の境界位置を確実に検出することができる。

また、前記発信手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の部位に向けて複数の超音波信号を発信し、前記境界位置検出手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の前記境界位置を検出し、前記安定度判定手段は、前記境界位置検出手段によって検出された前記複数の境界位置を比較して、前記境界位置の検出結果の安定度を判定することが好ましい。この
15 構成により、安定度の判定精度を高めることができる。

上記の構成において、前記境界位置検出手段は前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った複数の前記境界位置を検出し、検出された前記複数の境界位置に基づいて前記血管の直径を算出する血管径算出手段をさらに具備することができる。この構成により、血管の状態を多面的に検出
20 することができる。

また、前記安定度判定手段は、前記血管径算出手段によって算出され

た前記血管の直径を、以前のサイクルの算出結果と比較して、前記境界位置の検出結果の安定度を判定する構成とすることができる。この構成により、血管の状態を安定して検出することができる。

5 また、前記境界位置検出手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の部位における前記境界位置を検出し、前記境界位置検出手段によって検出された前記複数の境界位置の時間的な変化に基づいて、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を算出する脈波伝播速度算出手段をさらに具備することができる。この構成により、血管の状態を多面的に検出することができる。

10 また、前記安定度判定手段は、前記脈波伝播速度算出手段によって算出された前記脈波伝播速度を、以前のサイクルにおいて算出した脈波伝播速度と比較して、前記脈波伝播速度の算出結果の安定度を判定する構成とすることができる。この構成により、脈波伝播速度を安定して検出することができる。

15 また、前記脈波伝播速度算出手段は、前記血管の長手方向に沿った近接する複数部位の脈波伝播速度を算出し、前記安定度判定手段は、前記近接する複数部位の脈波伝播速度を比較して、前記脈波伝播速度算出手段によって算出された前記脈波伝播速度の安定度を判定する構成とすることができる。この構成により、安定度の判定精度を高めることができる。

20 る。

また、前記境界位置検出手段は、前記深さ方向に沿った組織の硬さ値に基づいて、前記血管の内膜と前記血液流領域との間の境界位置と、前記血管の中膜の位置とを検出し、前記安定度判定手段は、前記境界位置検出手段によって検出された前記境界位置および前記中膜の位置を、所

25 定のサイクル以上前に算出した前記境界位置および前記中膜の位置と比較して、前記境界位置および前記中膜の位置の検出結果の安定度を判定

する構成とすることができる。この構成により、境界位置および中膜の位置を安定して検出することができる。

また、前記発信手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の部位に向けて複数の超音波信号を発信し、前記境界位置検出手段は、前記血管の
5 内膜と前記血液流領域との間の境界位置、及び前記血管の中膜の位置とを、前記血管の長手方向に沿って互いに近接する複数の部位について検出し、前記安定度判定手段は、前記境界位置検出手段によって検出された前記互いに近接する境界位置および中膜の位置を比較して、前記境界位置検出手段によって検出された前記境界位置および前記中膜の位置の
10 安定度を判定する構成とすることができる。この構成により、境界位置および中膜の位置を安定して検出することができる。

また、前記血管の内膜と前記血液流領域との間の境界位置の時間的変化と前記血管の中膜の位置の時間的変化とに基づいて、前記内膜から中膜までの厚み I M T (Intima-Media Thickness) を計測する I M T 算出
15 手段をさらに具備しており、前記安定度判定手段は、前記算出手段によって計測された前記 I M T に基づいて、前記境界位置検出手段による前記境界位置の検出結果の安定度を判定する構成とすることができる。この構成により、境界位置を安定して検出することができる。

また、前記 I M T 算出手段は、前記血管の長手方向に沿って互いに近接する複数部位の前記 I M T 値を算出し、前記安定度判定手段は、前記
20 複数部位の前記 I M T 値を比較して、前記境界位置検出手段による前記境界位置の検出結果の安定度を判定する構成とすることができる。この構成により、境界位置を安定して検出することができる。

また、前記安定度判定手段によって判定された安定度を表示するための表示手段をさらに具備することができる。この構成により、安定度を
25 視覚を通じて認識することができる。

図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

5 図 2 は、図 1 の超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。

図 3 は、図 1 の超音波診断装置の他の動作を説明するための模式図である。

図 4 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

10 図 5 は、図 4 の超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

(第 1 の実施の形態)

15 図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を模式的に示すブロック図である。但し、図 1 には、この超音波診断装置によって受信された B モード画像 20 も図示されている。発信部 1 は、超音波パルスを生成して超音波プローブ 2 へ供給する。超音波プローブ 2 は、発信部 1 から供給された超音波パルスを、生体の皮膚の表面から生
20 体内に向かって発信する。B モード画像 20 は、超音波パルスを、血管 21 に向かって発信したときの画像である。

この画像においては、血管 21 は、皮膚の表面に対して傾いた方向に伸びており、その内腔の血液が流れる血液流領域 22 を囲む前壁 23 a および後壁 23 b により示される。前壁 23 a は、超音波プローブ 2 に
25 近い側の血管壁を示し、後壁 23 b は、超音波プローブ 2 から遠い側の血管壁を示す。この血管 21 は、後壁 23 b の内側に局所的病変である

アテローム 24 が形成されている場合の例である。

前壁 23 a 及び後壁 23 b として示される血管壁は、血管壁の内側に形成され血液流領域 22 に面する内膜 25 と、血管壁の外側に形成された外膜 26 と、内膜 25 と外膜 26 との間に形成された中膜 27 とを有している。図 8 には、内膜 25 と中膜 27 との間に、局所的病変であるアテローム 24 が形成されている様子が示される。

血管 21 によって反射された超音波エコーは、超音波プローブ 2 によって電気信号に変換され、得られた超音波エコー信号は受信部 3 および遅延合成部 4 を経由して、一方で移動検出部 5 へ供給される。移動検出部 5 は、受信された超音波エコー信号に基づいて、皮膚の表面からの深さ方向に沿った各部位の移動量を検出する。移動検出部 5 による各部位の移動量の検出は、受信信号の位相変化に基づいて周知の方法により行うことができるので、具体的な説明は省略する。

B モード画像 20 には、皮膚の表面からの深さ方向に沿った境界位置を検出するための ROI (Region of Interest : 関心領域) 25 が示されている。ROI 28 の断層画像における配置は、ROI 配置部 6 により設定される。ROI 28 は、本実施の形態の目的のためには、前壁 23 a と後壁 23 b の少なくとも一方を跨ぐように設定される。図 1 に示す例では、ROI 28 は、前壁 23 a と後壁 23 b の双方を跨ぐように配置されている。

移動検出部 5 により検出された移動量は、硬さ値変換部 7 に供給される。硬さ値変換部 2 は、移動検出部 5 によって検出された移動量を、皮膚の表面からの深さ方向に沿った組織の硬さ値に変換する。例えば、血管壁の各部位の移動量の変化から、隣接する部位間の移動量の差分（厚み変化量）を分析すれば、柔らかい部位は厚み変化量が大きく、硬い部分は厚み変化量が少ない結果が得られるので、これを利用して、各部位の

硬さ値を検出することが可能である。硬さ値変換部 7 により得られた組織の硬さ値は、境界位置検出部 8 に供給される。

境界位置検出部 8 は、硬さ値に基づいて血管 2 1 の内膜 2 5 と血液流領域 2 2 との間の境界位置、及び中膜 2 7 の位置を検出する。深さ方向
5 に沿った組織の硬さ値に基づいて実施される為、組織の変化状態が明確化されており、簡単なアルゴリズムで境界位置が自動認識される。境界位置検出部 8 はさらに血管 2 1 の断面を表す 2 次元にマッピングしたカラー表示画像を生成して画像合成部 9 へ供給する。

なお、硬さ値変換部 7 に代えて、移動検出部 5 によって検出された移動量に基づき血管の他の状態を解析する方法を用い、その解析結果に基づいて、境界位置検出部 8 により境界位置を検出することも可能である。
例えば、1 心拍中の血管の移動量の変化状態（軌跡）に着目すると、血液流領域 2 2 と後壁 2 3 b では軌跡の移動方向が逆転するなど、異なった特徴を持つ軌跡が得られるので、これを分析することで、軌跡が逆転
15 している中間点が境界位置 2 5 であることを判別できる。

受信部 3 及び遅延合成部 4 を経由した受信信号は、他方で、B モード処理部 1 0 にも供給される。B モード処理部 1 0 は、受信信号に基づいて、血管 2 1 の断面を表す画像情報を生成して画像合成部 9 へ供給する。画像合成部 9 は、B モード処理部 1 0 から供給された画像情報と、境界
20 位置検出部 8 が自動認識した境界情報とを合成して、表示部 1 1 にモニタ表示する。

境界位置検出部 8 による検出信号は、血管径算出部 1 2、脈波伝播速度算出部 1 3、I M T 算出部 1 4、及び安定度判定部 1 5 にも供給される。

25 血管径算出部 1 2 は、境界位置検出部 8 によって自動認識された複数の境界位置に基づいて血管 2 1 の内腔の直径を算出する。脈波伝播速度

算出部 13 は、境界位置検出部 8 によって自動認識された複数の境界位置の時間的な変化に基づいて、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を算出する。すなわち、境界位置検出部 8 は、血管の長手方向に沿った複数の部位における境界位置を検出して、脈波伝播速度算出部 13 に供給する。脈波伝播速度算出部 13 は、複数の境界位置の時間的な変化に基づいて脈波伝播速度を算出する。具体的な方法としては、特開平 11-76233 号公報に開示された方法を用いることができる。

IMT 算出部 14 は、境界位置検出部 8 から出力される検出信号を用い、1 心拍サイクルにおける、内膜 25 と血液流領域 22 との間の境界位置の時間的な変化と、中膜 27 の位置の時間的な変化とに基づいて、中膜 27 の厚みを IMT 値として計測する。IMT 算出部 14 は、1 心拍サイクルにおける IMT 値の最大値、最小値および平均値の少なくとも 1 つを算出する。

血管径算出部 12、脈波伝播速度算出部 13、及び IMT 算出部 14 の出力は、安定度判定部 15 に供給される。安定度判定部 15 は、計測の安定度を判定する機能を有する。安定度判定部 15 には、移動検出部 5、境界位置検出部 8 の検出信号が供給され、それらの信号に基づいて安定度を判定する。例えば、移動検出部 5 によって算出された血管壁の移動量を、所定のサイクル以上前の血管壁の移動量と比較して、移動検出部 5 による血管壁の移動量の検出結果の安定度を判定する。その動作の詳細については後述する。

図 2 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。図 2 における (a) 部は、図 1 に示した B モード画像 20 と同様の画像を示す。29 は、超音波プローブ 2 から発信される超音波の軌跡を表す 1 本の走査線である。(b) には、走査線 29 上の各部において得られる、硬さ値変換部 7 により得られた組織の硬さ値 27 が示

される。

ここで、走査線 2 9 上の、皮膚の表面に近い側である前壁 2 3 a の内膜 2 5 上の点 R 0 と、皮膚の表面に遠い側の後壁 2 3 b の内膜 2 5 上の点 R 1 と、後壁 2 3 b の中膜 2 7 上の点 R 2 とに着目する。点 R 0 は、
5 皮膚の表面から深さ D t の位置に配置されており、点 R 1 は、皮膚の表面から深さ D b の位置に配置されており、点 R 2 は、皮膚の表面から深さ D i の位置に配置されている。点 R 0、R 1、R 2 における硬さ値が、それぞれ (b) における E 0、E 1、E 2 に示される。

皮膚の表面からの深さ方向に沿った硬さ値 3 0 は、血液流領域 2 2 に
10 おいては血管壁よりもはるかに低くなっている。従って、硬さ値 3 0 を利用すると、血液流領域 2 2 と内膜 2 5 との間の境界位置を、簡単なアルゴリズムにより容易に自動認識することができる。

併せて、下記の (式 1) によって血管内径を算出することができ、また、下記の (式 2) をアルゴリズムに盛り込む事によって I M T 値を自
15 動的に算出することができる。

$$(\text{血管径}) = D b - D t \quad \cdots (1)$$

$$(I M T) = D i - D b \quad \cdots (2)$$

ここで、D i - D b は、内膜から中膜までの厚みに相当する。

また、また発信部 3 から、血管 2 1 の長手方向に沿った複数の部位に
20 向けて複数の超音波信号を発信し、複数の超音波エコー信号に対応する複数の走査線 2 9 に対して同様の処理を実施すれば、脈波の伝播速度および硬さ値等について、血管 2 1 の長手方向に沿った分布を得ることができる。

次に図 3 を参照して、安定度判定部 1 5 の動作について説明する。前述したように、血管を対象とした実際の医療診断時においては、超音波
25 プローブ 2 の固定状態、被験体の静止状態および呼吸状態等の多種類の

要因により、安定した状態において計測することは困難である。このため、現実には、大掛かりな装置によってプローブ 2 と被験体とを固定し、かつ被験体に測定期間中呼吸の停止を要請することによって、安定して測定することができる確率を高め、さらに複数回測定して精度良く測定
5 することができた測定データを選別する。従って、測定のための診断時間が長くなる上に、測定者によって測定精度が一定にならないという問題がある。

被験体と超音波プローブ 2 との間の位置関係が一定である状態、または被験体が呼吸を停止して安定状態を保っている状態において理想的な
10 測定データが得られた場合には、心拍ごとの血管壁の移動軌跡が近似することを利用して、IMT 値を検出するための測定自体の安定度を判定する。

図 3 は、安定度判定部 15 の動作を説明するための模式図である。

(a) は、ECG (Electrocardiograph) 波形 28 を示す。(b) ~ (d) の波形は、(a) に示す ECG 波形 31 の心拍サイクルに同期した、各測定
15 サイクルにおける血管壁の移動軌跡 32、33、34 を示す。(b) に示す移動軌跡 32 は、(c)、(d) に示す移動軌跡 33、34 を測定したサイクルの直前サイクルのものである。

図 3 の (b) には、直前サイクルの移動軌跡 32 に、許容誤差 35 を
20 加味した許容範囲 33 が示される。この許容範囲 36 と、次回の測定サイクルにおける移動軌跡とを比較する。例えば、(c) に示す移動軌跡 30 のように、許容範囲 36 に常に収まっている場合には、安定して測定されたものと判定する。(d) に示す移動軌跡 31 のように、許容範囲 36 外となる不適箇所 37 が存在する場合には、非安定測定と判定する。

25 このように安定して測定されたか非安定測定であるかを示す情報を、リアルタイムに測定者に通知すると、現在の測定結果が信頼できる測定

結果であるか否かを測定中に判定することができる。その結果、測定時間を短縮することができる。

また安定度判定部 1 5 により、境界位置検出部 8 によって検出された血液流領域 2 2 と内膜 2 5 との間の境界位置および中膜 2 7 の位置を、
5 所定のサイクル以上前に算出した境界位置および中膜 2 7 の位置と比較して、境界位置および中膜 2 7 の位置の検出結果の安定度を判定する構成とすることもできる。

また、現在のサイクルにおける測定結果と直前のサイクルにおける測定結果との差分に基づいて、安定測定であるか非安定測定であるかを判定してもよい。あるいは、直前のサイクルだけでなく、過去の複数のサイクルにおいて測定した安定な移動軌跡との比較に基づいて、安定測定であるか非安定測定であるかを判定してもよい。また、安定測定であるか非安定測定であるかを判定するための閾値（許容誤差 3 5）を変動させてもよい。

15 また、境界位置検出部 8 により、血管 2 1 の長手方向に沿った複数の境界位置を検出する構成とし、安定度判定部 1 5 では、境界位置検出部 8 によって検出された複数の境界位置を比較して、境界位置の検出結果の安定度を判定する構成とすることもできる。

本実施の形態においてはさらに、血管径算出部 1 2、脈波伝播速度算出部 1 3、あるいは I M T 算出部 1 4 の出力に基づき、安定度判定部 1
20 5 により計測の安定度を以下のように判定することも可能である。例えば、血管径算出部 1 2 によって算出された血管の直径を、以前のサイクルの算出結果と比較して、血液流領域 2 2 と内膜 2 5 との間の境界位置の検出結果の安定度を判定する。あるいは、脈波伝播速度算出部 1 3 に
25 よって算出された脈波伝播速度を、以前のサイクルにおいて算出した脈波伝播速度と比較して、脈波伝播速度の算出結果の安定度を判定する。

あるいは、血管の長手方向に沿った近接する複数部位の脈波伝播速度を算出し、近接する複数部位の脈波伝播速度を比較して、脈波伝播速度の算出結果の安定度を判定する。あるいは I M T 算出部 1 4 により、血管 2 1 の長手方向に沿って互いに近接する複数部位の I M T 値を算出し、
5 複数部位の I M T 値を比較して、境界位置検出部 6 による境界位置の検出結果の安定度を判定する。

さらに、境界判定には不向きなエコー輝度値から求まる、例えば擬似境界判別位置等の値について、直前のサイクルにおいて得られた値と現在のサイクルにおいて得られた値とを比較してもよい。このような複数
10 の測定安定度を判定する機能を組み合わせると、測定結果の信頼性をさらに高めることができる。

(第 2 の実施の形態)

図 4 は、第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図 1 に示した第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置と共通の構成要素については、同一の参照番号を付して説明の繰返しを省略する。
15

本実施の形態においては、安定度判定部 1 5 A の構成が、図 1 における安定度判定部 1 5 と相違する。安定度判定部 1 5 A は、境界位置検出部 8 によって検出された、血管 2 1 を横切る方向において互いに近接
20 する境界位置、および中膜の位置を比較して、境界位置検出部 8 によって検出された境界位置および中膜の位置の安定度を判定する。

図 5 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作を説明するための模式図である。図 5 の (a) には、血管の横断面 3 8 が示されている。この血管の横断面 3 8 を、3 本の走査線 3 9 a、3 9 b および 3 9 c が
25 透過するように計測を行う。(b) ~ (d) に、各走査線 3 9 a、3 9 b および 3 9 c によりそれぞれ計測された硬さ値 4 0 a、4 0 b および 4

0 c を示す。

血管の中央を正しく透過している走査線 3 9 b に対応する硬さ値 4 0 b においては、超音波信号が壁面、膜面にほぼ垂直に当たるため、超音波エコー信号での強弱がより明瞭になる。従って、内膜 2 5 と中膜 2 7 とを分離するためのピーク波形 4 1 が明瞭に表われている。一方、血管の中央を正しく透過していない走査線 3 9 a および走査線 3 9 c にそれぞれ対応する硬さ値 4 0 a および硬さ値 4 0 c においては、超音波エコー信号の強弱が壁面、膜面で不明瞭になり、波形 4 2 および波形 4 3 がピークを示していない。そのため、内膜 2 5 と中膜 2 7 とを分離することが困難であり、I M T 値を求めることができない。

このような硬さ値の特性を利用すると、I M T 値を安定して計測することができている場合には、走査線によって表される超音波の経路が血管の断面の中央を正しく通過していると判定することができる。それにより、超音波診断装置による測定自体の安定度を判定することができる。

また、血管を横切る方向に沿った複数部位における I M T 値の計測結果を同時に参照して、測定の安定度を判定することができる。また、直前のサイクルにおける I M T 値との比較等と組み合わせることによって測定の信頼性をさらに高めることもできる。

このように、I M T 値を計測しているときには、血管断面の中央を常に捕らえていることが不可欠であることを利用して、測定自体の安定（一定）度を判定することができる。

また、測定自体の安定（一定）度合いを示す情報をリアルタイムに測定者に通知すれば、現在測定している測定結果が信頼できる測定結果であるか否かを、測定中に判定することもできる。その結果、測定時間も短縮することができる。

産業上の利用の可能性

本発明によれば、測定の安定状態を判定することができる超音波診断装置を提供することができる。

請 求 の 範 囲

1. 被験体の皮膚の表面から前記被験体の血管に向かって少なくとも1つの超音波信号を発信する発信手段と、
- 5 前記血管によって反射された超音波エコーを受信し電気信号に変換して、前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った前記超音波エコー信号を得る受信手段と、

前記血管を横切る方向の前記超音波エコー信号の位相を解析して、前記血管を構成する血管壁及びその近傍を含む複数部位の移動量を各々算
- 10 出する移動検出手段と、

算出された前記各部位の移動量の変化に基づいて前記血管の状態を解析する解析手段と、

前記解析手段による解析結果に基づいて、前記血管の血液流領域と前記血管壁との間の境界位置を検出する境界位置検出手段と、
- 15 前記境界位置検出手段により検出された前記境界位置を以前のサイクルの検出結果と比較する安定度判定手段とを具備する超音波診断装置。
2. 前記境界検出手段により前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った前記境界位置を検出する対象とするROI（関心領域：Region of
- 20 Interest）の配置を設定するROI配置手段をさらに具備し、

前記ROI配置手段は、前記ROIを、前記血管壁における前記発信手段に近い側の前壁と前記発信手段から遠い側の後壁との少なくとも一方を跨ぐように配置する請求項1に記載の超音波診断装置。
- 25 3. 前記発信手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の部位に向けて複数の超音波信号を発信し、前記境界位置検出手段は、前記血管の長

手方向に沿った複数の前記境界位置を検出し、前記安定度判定手段は、前記境界位置検出手段によって検出された前記複数の境界位置を比較して、前記境界位置の検出結果の安定度を判定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

5

4. 前記境界位置検出手段は前記皮膚の表面からの深さ方向に沿った複数の前記境界位置を検出し、検出された前記複数の境界位置に基づいて前記血管の直径を算出する血管径算出手段をさらに具備する請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

10

5. 前記安定度判定手段は、前記血管径算出手段によって算出された前記血管の直径を、以前のサイクルの算出結果と比較して、前記境界位置の検出結果の安定度を判定する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

15

6. 前記境界位置検出手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の部位における前記境界位置を検出し、前記境界位置検出手段によって検出された前記複数の境界位置の時間的な変化に基づいて、脈波が伝播する速度を表す脈波伝播速度を算出する脈波伝播速度算出手段をさらに具備する請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

7. 前記安定度判定手段は、前記脈波伝播速度算出手段によって算出された前記脈波伝播速度を、以前のサイクルにおいて算出した脈波伝播速度と比較して、前記脈波伝播速度の算出結果の安定度を判定する請求項 6 記載の超音波診断装置。

25

8. 前記脈波伝播速度算出手段は、前記血管の長手方向に沿った近接

する複数部位の脈波伝播速度を算出し、前記安定度判定手段は、前記近接する複数部位の脈波伝播速度を比較して、前記脈波伝播速度の算出結果の安定度を判定する請求項 6 または 7 記載の超音波診断装置。

- 5 9. 前記境界位置検出手段は、前記深さ方向に沿った組織の硬さ値に基づいて、前記血管の内膜と前記血液流領域との間の境界位置と、前記血管の中膜の位置とを検出し、前記安定度判定手段は、前記境界位置検出手段によって検出された前記境界位置および前記中膜の位置を、所定のサイクル以上前に算出した前記境界位置および前記中膜の位置と比較
10 して、前記境界位置および前記中膜の位置の検出結果の安定度を判定する請求項 1 ～ 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10. 前記発信手段は、前記血管の長手方向に沿った複数の部位に向けて複数の超音波信号を発信し、前記境界位置検出手段は、前記血管の内
15 膜と前記血液流領域との間の境界位置、及び前記血管の中膜の位置とを、前記血管の長手方向に沿って互いに近接する複数の部位について検出し、前記安定度判定手段は、前記境界位置検出手段によって検出された前記互いに近接する境界位置および中膜の位置を比較して、前記境界位置検出手段によって検出された前記境界位置および前記中膜の位置の
20 安定度を判定する請求項 1 ～ 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

11. 前記血管の内膜と前記血液流領域との間の境界位置の時間的変化と前記血管の中膜の位置の時間的変化とに基づいて、前記内膜から中膜までの厚み I M T (Intima-Media Thickness) を計測する I M T 算出
25 手段をさらに具備しており、前記安定度判定手段は、前記算出手段によって計測された前記 I M T に基づいて、前記境界位置検出手段による前

記境界位置の検出結果の安定度を判定する請求項 1 ～ 1 0 のいずれかに記載の超音波診断装置。

- 1 2. 前記 I M T 算出手段は、前記血管の長手方向に沿って互いに近
5 接する複数部位の前記 I M T 値を算出し、前記安定度判定手段は、前記
複数部位の前記 I M T 値を比較して、前記境界位置検出手段による前記
境界位置の検出結果の安定度を判定する、請求項 1 1 に記載の超音波診
断装置。
- 10 1 3. 前記安定度判定手段によって判定された安定度を表示するた
めの表示手段をさらに具備する請求項 1 ～ 1 2 のいずれかに記載の超音波
診断装置。

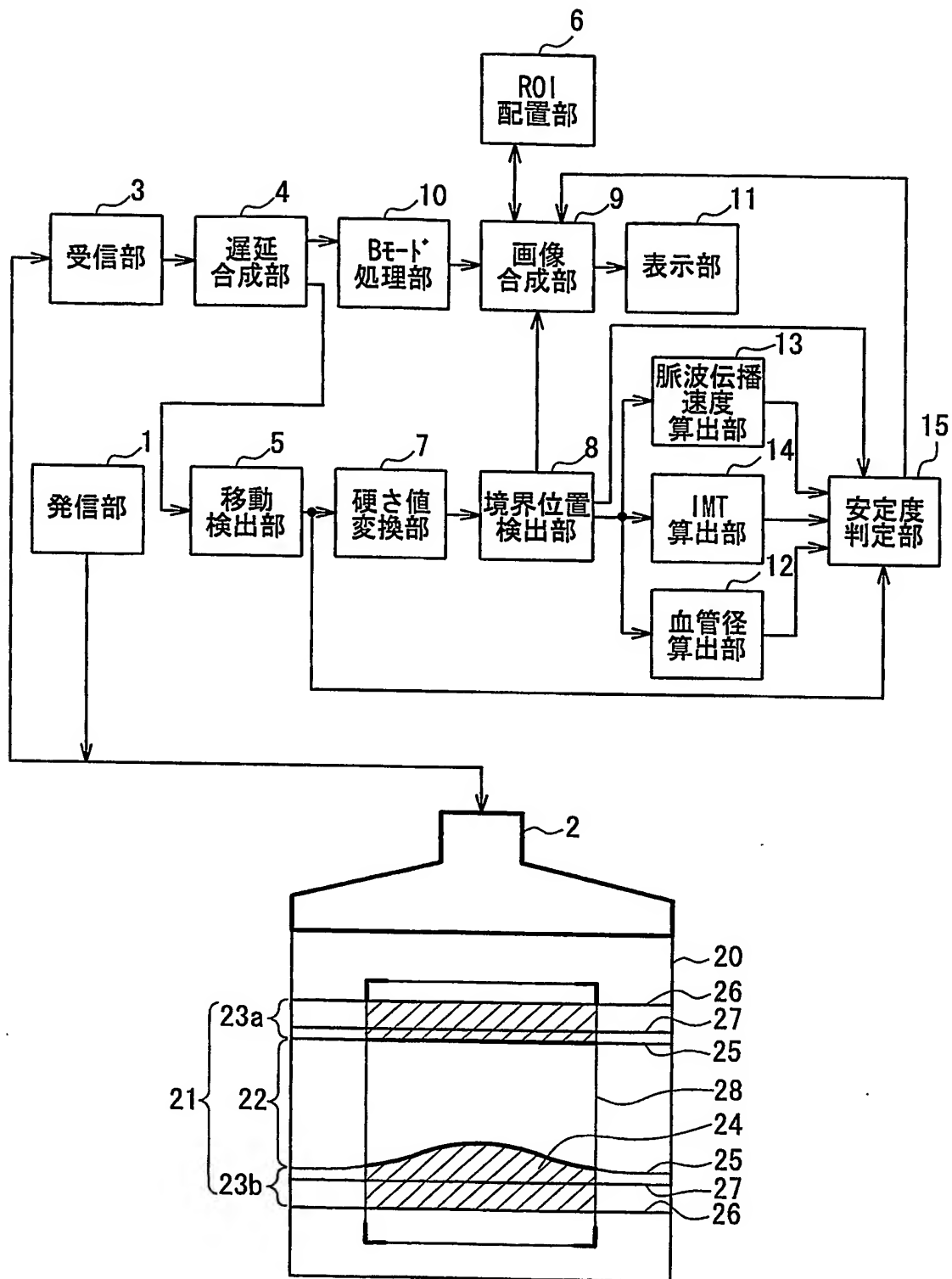


FIG. 1

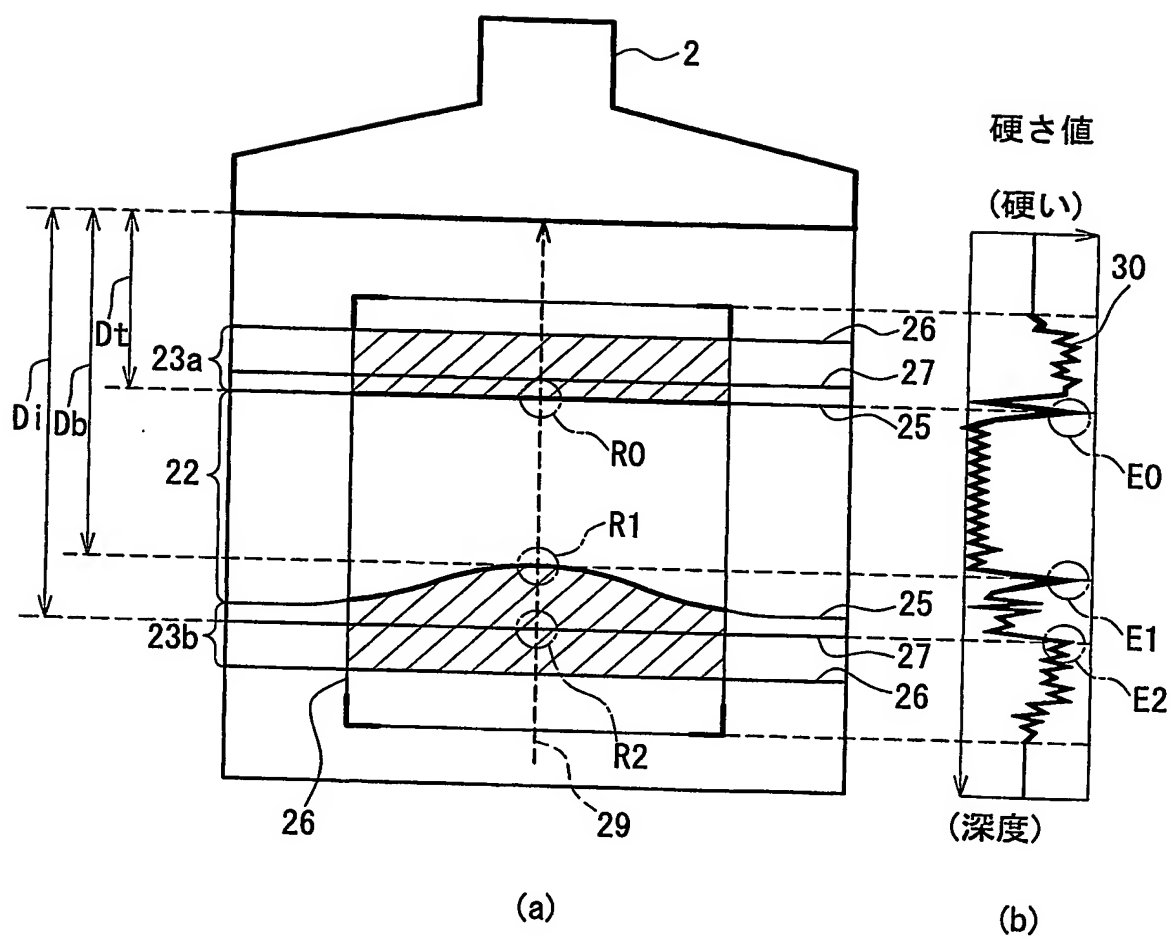


FIG. 2

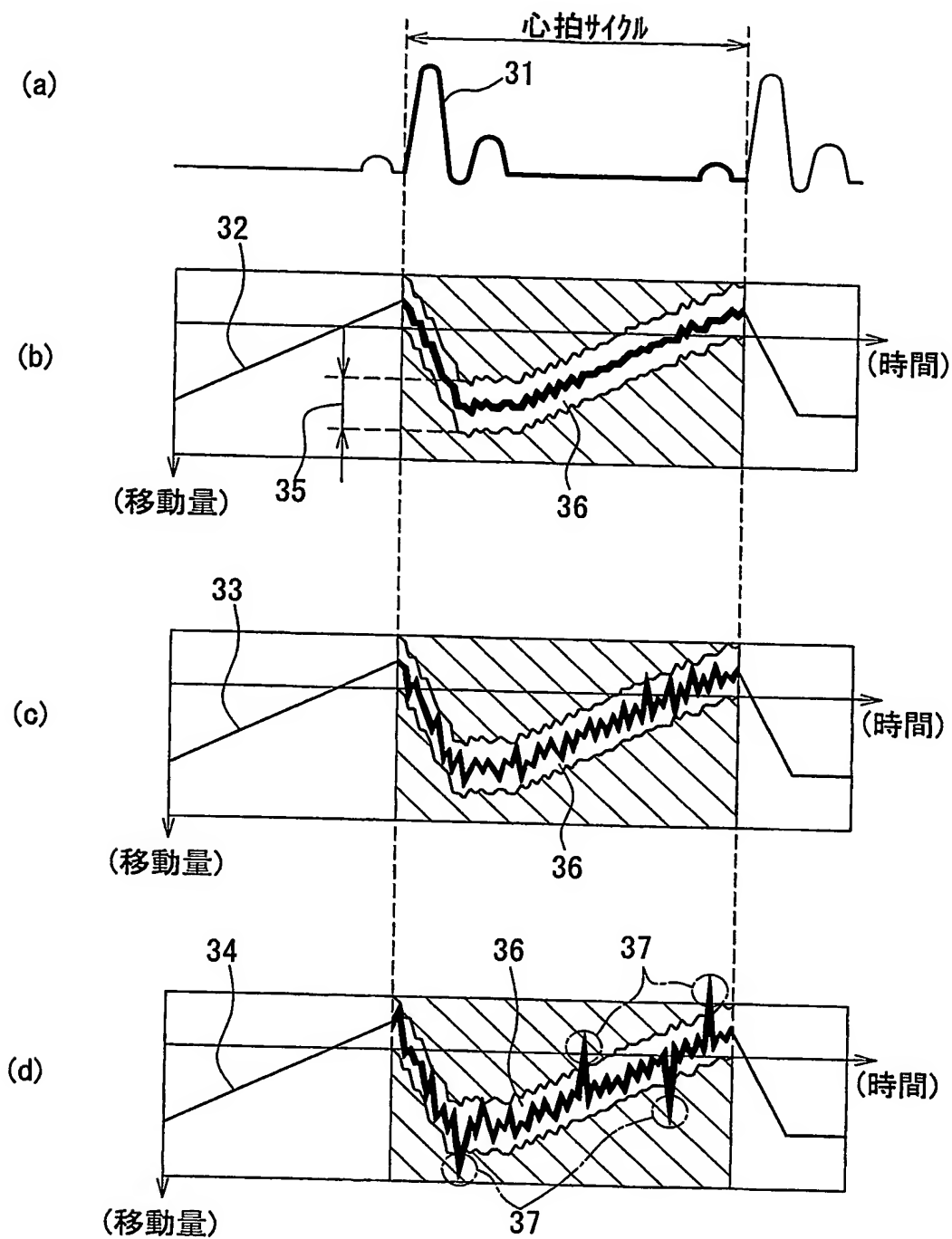


FIG. 3

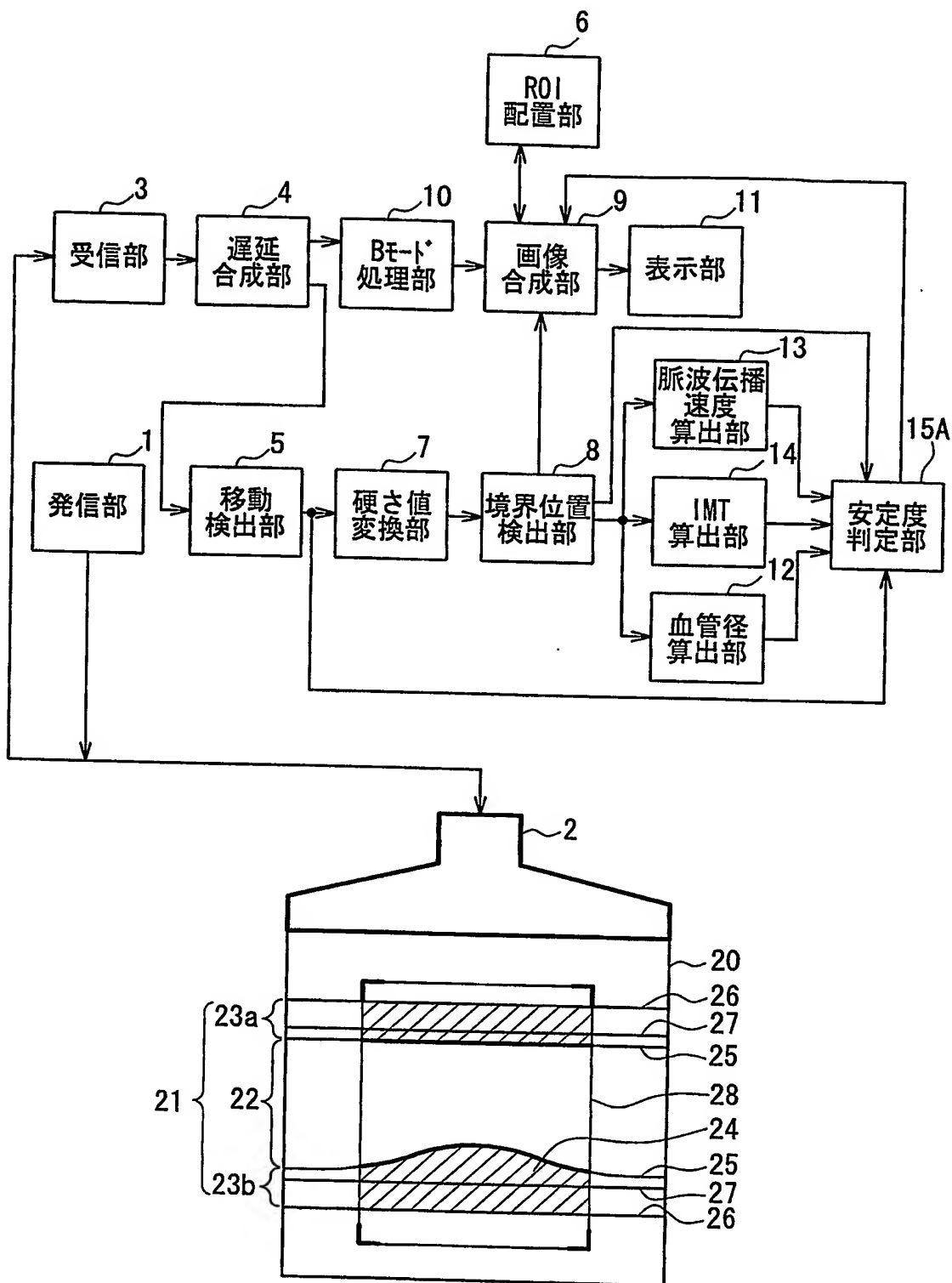


FIG. 4

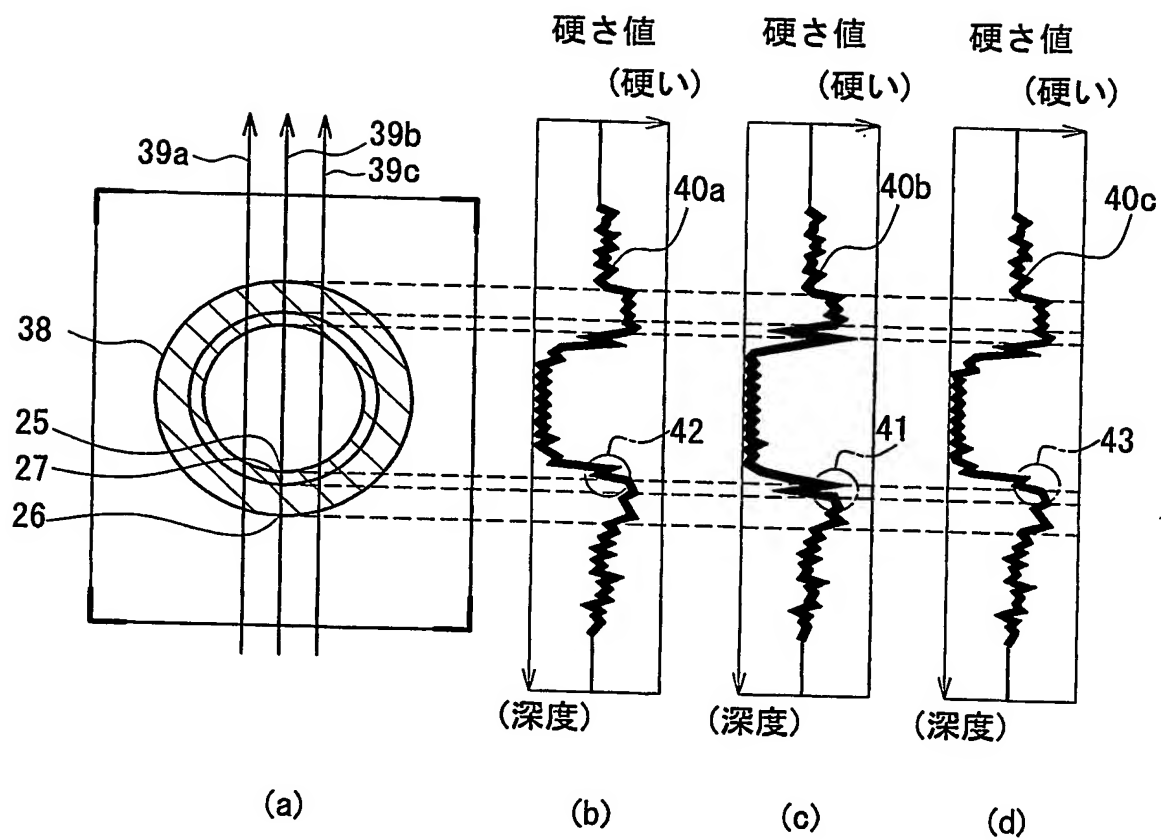


FIG. 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/009792

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B8/08

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Hideyuki HASEGAWA et al., "Keidomyaku Koheki Naiku- Naimaku Kyokai no Jido Kenshutsu ", The Institute of Electronics, Information and Communication Engineers Gijutsu Kenkyu Hokoku, 21 June, 2003 (21.06.03), Vol.103, No.158, pages 5 to 10	1-13
Y	JP 2003-126090 A (Aloka Co., Ltd.), 07 May, 2003 (07.05.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-13

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
03 August, 2004 (03.08.04)Date of mailing of the international search report
17 August, 2004 (17.08.04)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office.

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

PCT/JP2004/009792

1-13

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/08

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	長谷川英之他、頸動脈後壁内腔-内膜境界の自動検出、 電子情報通信学会技術研究報告、2003. 06. 21、 第103巻、第158号、P. 5-10	1-13
Y	J P 2003-126090 A (アロカ株式会社) 2003. 05. 07 全文、全図 (ファミリーなし)	1-13

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

- 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
- 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
- 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
- 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
- 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

- の日の後に公表された文献
- 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
- 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
- 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
- 「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

03. 08. 2004

国際調査報告の発送日

17. 8. 2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

後藤 順也

2W

3101

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	梅澤淳子他、動脈壁の粘弾性特性評価を目指した超音波計測による動脈壁の運動速度波形からの局所脈波伝搬速度の算出法の提案、電子情報通信学会技術研究報告、1999. 08. 27、第99巻、第260号、P. 17-23	3, 6-8, 10
Y	J P 2000-229078 A (科学技術振興事業団) 2000. 08. 22 全文、全図 (ファミリーなし)	9-12
A	長谷川英之他、不均一な壁厚を有する管の局所壁弾性率の計測法、超音波医学、2001. 01. 15、第28巻、第1号、P. J3-J13	1-13